

THESIS

MUNICH

1965

**Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen
verschiedener Stegarten, Untersuchungen des Einflusses
der Stegart auf das Absinken steggestützter, doppelendiger
Freiendprothesen und Feststellung der Durchbiegung
eines Steges unter Kaudruck**

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR
PALO ALTO, CALIFORNIA

Horst Stimmelmayr

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG
Vorstand: Prof. Dr. H. van Thiel
DER KLINIK FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERKRANKHEITEN
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Direktor: Prof. Dr. Dr. J. Heiss

**Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen
verschiedener Stegarten, Untersuchungen des Einflusses
der Stegart auf das Absinken steggestützter, doppelendiger
Freiendprothesen und Feststellung der Durchbiegung
eines Steges unter Kaudruck**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Horst Stimmelmayer
aus Cham/Opf.

München 1965

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent: Prof.Dr.H.VAN THIEL
Dekan: Prof.Dr.O.HUG

Tag der mündlichen Prüfung: 4.5.1965

MEINEN ELTERN IN DANKBARKEIT
GEWIDMET

DISPOSITION

- I. Einleitung und Problemstellung
- II. Literaturbesprechung
- III. Beschreibung der gebräuchlichen Stegformen
- IV. Eigene Untersuchungen
 - 1. Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen der verschiedenen Stege
 - a. Versuchsbeschreibung
 - b. Ergebnisse
 - c. Auswertung der Ergebnisse
 - 2. Vergleichende Untersuchungen am Phantommodell über den Einfluß der Stegart auf das Absinken einer steggestützten, doppelendigen Freiidprothese
 - a. Versuchsanordnung
 - b. Ergebnisse
 - c. Auswertung der Ergebnisse
 - 3. Versuch am Patienten, um die Durchbiegung eines Steges unter Kaudruck darzustellen
 - a. Versuchsanordnung
 - b. Ergebnisse
 - c. Auswertung der Ergebnisse
- V. Kritische Betrachtung der Versuche
- VI. Zusammenfassung
- VII. Literaturverzeichnis

I. EINLEITUNG

Seitdem man die Überlegenheit der starr abgestützten Prothese gegenüber der schleimhautgetragenen erkannt hat, bemüht man sich das Restgebiss durch entsprechende Schienung möglichst lange zu erhalten und gemäß seiner Leistungsfähigkeit durch abgestützte Prothesen zu belasten und außerdem zum Halt der Prothese heranzuziehen. Es wurden hierfür viele Konstruktionsformen entwickelt, unter anderem auch die steggestützte Prothese. Diese soll nun genau untersucht werden. Auf Anregung des Herrn Professor van Thiel habe ich mir zur Aufgabe gestellt, die verschiedenen Stegarten hinsichtlich ihrer Stabilität zu vergleichen, sowie den Einfluß der verschiedenen Stegarten auf das Absinken steggestützter, doppelendiger Freilendprothesen durch Phantomversuche festzustellen. Durch einen Versuch am Patienten sollte dargestellt werden, daß der Steg bei der Kaubelastung eine Durchbiegung erfährt.

II. L I T E R A T U R B E S P R E C H U N G

In den Neunzigerjahren und zur Jahrhundertwende, als die Brückenprothetik in höchster Blüte stand, entwickelte sich für jene Prothesenfälle, welche an der Indikationsgrenze zwischen Brücke und Prothese waren, eine Konstruktionsart, der zufolge die Zähne des Restgebisses durch balkenartige Verbindungen als Stützgerüst oder als festeres Fundament für die Prothese zurechtgerichtet wurden. Diese Prothesen wurden "Plattenbrücken" genannt, während das Stützgerüst "Barrenbrücke" hieß. Diese Barrenbrücke mit Plattenkombination wurde 1896 erstmals von PARR angegeben. 1906 beschreibt MÜLLER, E. "Kautschuk Brücken".

Zwischen die als Brückenträger dienenden Kappen wird ein Querbalken aus rundem, kräftigen, 2mm dicken Draht gelötet, welcher dem die Brückenbasis bildenden Kautschuk als Gerippe, respektive als Stützpunkt dienen soll. 1912/13 wird von GILMORE und GOSLEE ein Steg mit rundem Querschnitt angegeben. Zwei freistehende Zähne werden mit diesem verbunden und die Prothese auf ihm abgestützt und durch eine halboffene, federnde Kanüle gehalten. 1925 schreibt SEHRÖDER: Die partielle Plattenprothese in der althergebrachten Form (Platte mit Klammern) erfüllt auch nicht annähernd die an den künstlichen Ersatz gestellten Forderungen. Der Kau-effekt dieser Prothese bleibt weit hinter dem der natürlichen Zähne und des Brückenersatzes. Es ist eine der wichtigsten Aufgaben den funktionellen Effekt der partiellen Plattenprothese zu steigern. In erster Linie ist das dadurch zu erreichen, daß die noch im Munde vorhandenen, natürlichen Zähne und Wurzeln nicht nur zur Fixierung, sondern auch zur Schaffung einer festen Unterlage für die Platte ausgenutzt werden. Es muß der versuch gemacht werden, der funktionellen Leistung das physiologische Mittel der Kaudruckübertragung, die Wurzelhaut

noch vorhandener Zähne, dem Plattenersatz dienstbar zu machen. Es wird von ihm hierfür eine starre Verbindung der Stützpfeiler durch eine Schiene empfohlen, die zugleich für die abnehmbare Prothese das Fundament bildet. Mit dieser Platte ist ein Kaudruck zu erzielen, der dem der eigenen Zähne annähernd gleichkommt. Auch RUMPEL hat schon 1927 dargelegt, daß es sehr wichtig ist die schädlichen horizontalen Kaudruckkomponenten auszuschalten, die Stützzähne vertikal zu belasten und beim Kauakt auszunützen. In der folgenden Zeit wurden zum Zwecke der Verteilung des Kaudruckes auf Zähne und Kiefer und somit zur Erhöhung des Kaueffektes durch Abstützungsverfahren mehrere Stegformen entwickelt. So wurden Steggeschiebe mit rechteckigem Querschnitt von DICKORE, RIECHELMANN, SINGER, DOLDER und VAN THIEL beschrieben. DOLDER konstruierte ferner das Steggelenk mit eiförmigem Profil.

Die moderne Zahnheilkunde ist bestrebt das Gebiss in seiner Gesamtheit möglichst lange funktionsfähig zu erhalten und das invalide Gebiss mit Mitteln zu vervollständigen, die es vor weiterem Verfall zu schützen vermögen. Bei geringem Zahnbestand oder bei extrem reduziertem Restgebiss gewinnt die parodontale Abstützung besondere Bedeutung. Es soll durch geeignete Maßnahmen einerseits eine Funktionssteigerung der Prothese erreicht, andererseits der Verlust der spärlichen Eigenzähne tunlichst hinausgezögert werden. Als wirksames Mittel steht uns hierfür das Kronensteggerüst zur Verfügung. Gegenteiliger Meinung sind die verschiedenen Autoren, ob man auch parodontal schwache Zähne aus diesem Grunde noch zur Abstützung heranziehen soll. Um schädliche Hebelkräfte auszuschalten ist in diesem Falle eine Dekapitierung erforderlich. Am Anfang der Entwicklung benutzte man nur Vollkronen, oder bei pulpentoten Zähnen Richmondkronen, um den Steg daran zu befestigen. SCHRÖDER devitalisierte bereits die Zähne, um sie bis auf Zahnfleischhöhe abtragen und mit Gußkappen verse-

hen zu können. DOLDER vertritt grundsätzlich eine Devitalisierung, um durch Abtragen der klinischen Krone eine Verkürzung des Hebelarmes zu erreichen. Er vertritt die Ansicht: Beim senilen Zahn ist das Parodontium wichtiger als die Pulpa! Lieber ein feststehender Wurzelstumpf mit tragfähigem Parodontium, als ein stark gelockerter, ganzer Zahn mit lebender Pulpa und langer Krone! Er führte zusammen mit SCHÄRER Zahnbeweglichkeitsmessungen mit dem Periodontometer nach Mühlemann durch und kam zu dem Ergebnis, daß die Beweglichkeit des einzelnen Zahnes nach Kronenkürzung, Wurzelfüllung und Stegversteifung jedesmal wesentlich abnahm. WUPPER sagt dazu: Schädliche Hebelkräfte auszuschalten ist nur durch Absetzen der Krone möglich. Der Entschluß zur Dekapitierung vitaler Zähne fällt nicht leicht. Das Wissen um das Herdgeschehen kann mitunter eine schwere Bürde sein, die der Prothetiker mit sich trägt. Hält man sich aber vor Augen, daß ein schlecht funktionierender Kauapparat nicht weniger organische Schäden verursachen kann, als ein eventuell zum Störungsfeld werdender pulpentoter Zahn, so wird zwar die Pulpenexstirpation nicht sanktioniert aber dem zahnärztlichen Gewissen im gegebenen, sorgsam erwogenem Falle Entlastung erteilt. BÖTTGER ist dagegen der Ansicht, daß das durch die radikale Kürzung der Krone günstige Hebelverhältnis von Krone zu Wurzel durch die starrabgestützte Prothese aufgehoben wird und der Hebelarm allein von der Bißhöhe abhängig ist. SETZ, FUHR und VAN THIEL treten nur für eine Dekapitierung nicht mehr vitaler Zähne oder bei fragwürdiger Vitalerhaltung ein. Das Abtragen der Krone bietet aber meistens in ästhetischer Hinsicht, die heute eine wesentliche Rolle spielt, einen großen Vorteil.

Ein Unterschied in den Konstruktionen bildet sich auch dadurch heraus, daß ein Teil der Autoren für einen Resilienzzwischenraum zwischen Steg und Prothese eintritt (RIECHELMANN, DOLDER) um ein Absinken der Prothese gemäß der Resilienz des Kieferteguments zu ermöglichen.

Nach VAN THIEL braucht der Resilienzweg nicht berücksichtigt zu werden. Er hat mit seinem Steg eine möglichst stabile Konstruktion geschaffen und die Nachgiebigkeit nur auf jenes Maß beschränkt, welches immer innerhalb der verwendeten Materialien und ihrer Dimensionen vorhanden ist, das aber ausreicht, um auf die tragfähigen Parodontien den nötigen stimulierenden Reiz auszuüben. Auch ACKERMANN berichtet: nach meinen 20-jährigen Erfahrungen mit Stegprothesen ist eine Berücksichtigung der Schleimhautresilienz nicht notwendig. Bereits 1925 hat WUSTROW erkannt, daß dieser Zwischenraum nur kurze Zeit bestehen bleibt. FISCH bestätigte dies auf Grund genauer experimenteller Untersuchungen bei der von Dolder angegebenen Steg-Gelenk-Prothese. Er kam zu dem Ergebnis, daß der ausgesparte Zwischenraum nach Ablauf weniger Wochen, spätestens nach etwa 6 Monaten, nicht mehr vorhanden ist.

REUMUTH und ANKERSEN empfehlen daher eine regelmäßige Unterfütterung dieser Prothesen. VOSS konnte bei einer Nachuntersuchung von 105 Patienten, die Freundprothesen mit starrer Verankerung trugen (allerdings bei Kappenschienen wie sie von SPRENG und VAN THIEL empfohlen werden und keinen Stegkonstruktionen) in 79,3% der Fälle kein Absinken feststellen. Die Erfahrungen mit starr gelagerten Freundprothesen von VAN THIEL, VOSS, HAUPL, REHM, BÖTTGER, GASSER und RIECHELMANN zeigen, daß die Parodontien der Stützzähne bei vorwiegend vertikaler Belastung eher eine geringe Intrusion ertragen können, als das Kiefertegment eine ständige übergroße Vertikalbelastung. FISCHER stellte fest, daß bei einer maximalen Resilienz von 1mm, Zähne, die völlig fest mit einem 50 mm langem Freiendsattel verbunden sind nur um 0,3 mm gekippt werden. Dieser Betrag liegt aber noch in der Grenze der physiologischen Zahnbeweglichkeit. Die von REHM, E.KÖRBER und K.H.KÖRBER durchgeführten Messungen der Resilienz der Schleimhaut ergaben nur einen Durchschnittswert von 0,3 mm.

Bei der absolut starren Verankerung der Prothese durch eine Stegkonstruktion spielt auch die Stabilität des Steggerüstes eine Rolle. ACKERMANN ist zwar der Ansicht, daß der Steg nicht übermäßig stark zu sein braucht, da der Prothesenkörper in ganzer Länge aufliegt und sich daher nicht verbiegen kann. GEIGER weist aber darauf hin, daß der Steg starken Belastungen ausgesetzt ist und daher einen Querschnitt haben muß, der im rechten Verhältnis zu seiner Spannweite liegen muß. KLÖTZER hat die von VAN THIEL angegebene Stegform in seiner Festigkeit verbessert, nachdem durch Kerbwirkung eingetretene Brüche ihm dazu Anlaß gaben. Ich habe nun versucht mit meinen folgenden Phantomversuchen den Einfluß der Stegform auf das Absinken einer steggestützten, doppelendigen Freidendprothese, sowie die Festigkeit der einzelnen gebräuchlichen Stegarten, vergleichend zu untersuchen.

III. DIE VERSCHIEDENEN STEGFORMEN

1. Steg mit rundem Querschnitt

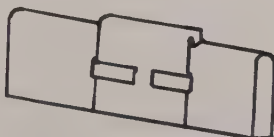
Erstmals von GOSLEE und GILMORE (1912/13) angegeben. Nach SCHRÖDER besteht diese Konstruktion aus einem Steg mit kreisrundem Querschnitt (Durchmesser 2 mm), auf dem ein Reiter oder eine Hülse von gleichem Querschnitt aufgeschoben wird. Eine Originalarbeit von GILMORE konnte ich nicht finden.



2. Stegkonstruktion nach RIECHELMANN

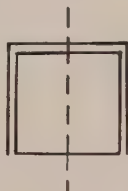
Erste Modifikation nach GILMORE.

Der Steg hat die Form eines rechteckigen Balkens mit einer halbrunden Oberfläche. Der Reiter wird aus Blech gestanzt und gefalzt. Der Resilienz der Schleimhaut wird durch Federzungen in zwei kleinen Fortsätzen entsprochen, die später entfernt werden und so ein Setzen der Prothese entsprechend der Nachgiebigkeit der Schleimhaut ermöglichen.



3. Steg-Geschiebe nach DOLDER

Das Steg-Geschiebe hat als Bestandteile einen Steg aus gezogenem Draht mit quadratischem Vierkantprofil von 2 mm Seitenlänge und eine Hülse aus Blech von 0,3 mm Dicke, die drei Seiten des Vierkantsteges umfaßt, während sie nach der vierten Seite hin offen ist.

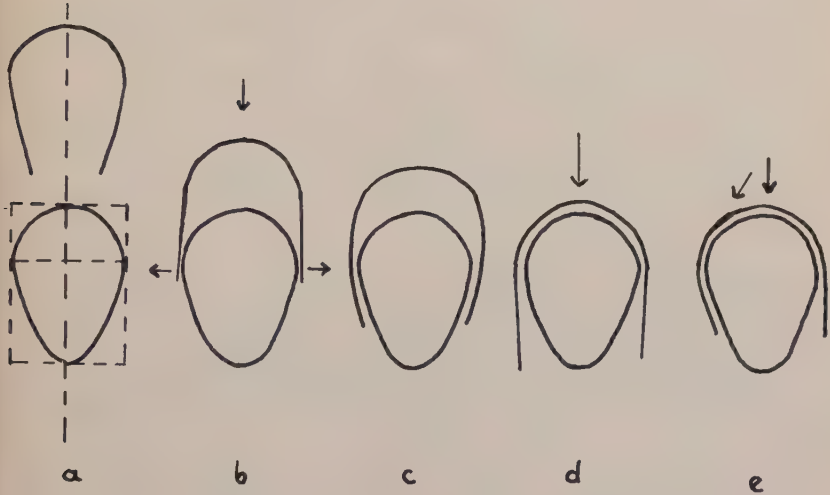


Funktion: Beim Aufschieben auf den Steg bilden die beiden Schenkel der Hülse die Führungselemente, die dafür sorgen, daß die Hülse stets richtig an den selben Ort gelangt. Die Scheitelpartie der Hülse überträgt den auf sie ausgeübten Vertikaldruck unmittelbar auf den Steg, dient so als Belastungselement. Die beiden freiliegenden Schenkel der Hülse sind elastisch; in aufgeschobenem Zustand drücken sie beidseitig mit einiger Klemmkraft gegen die Stegflächen und halten dadurch die Hülse am Steg fest, sie sind damit auch Retentionselemente.

4. Das Steg-Gelenk nach DOLDER

a. Elemente: Der Steg wird einerseits zur Versteifung der Pfeiler benützt und andererseits dient er als Teil des Steggelenks. Das Steg-Gelenk ist ein zerlegbares Scharniergelenk, es besteht aus Steg und Hülse. Der Steg- aus gezogenem Draht - weist im Querschnitt ein eiförmiges Profil auf, (Höhe 3,0 mm, Breite 2,2 mm Mikrostege: 2,3 mm hoch; 1,6 mm breit) die schmale Spitzenpartie ist immer gegen den Alveolarkamm hin gerichtet. Die Hülse aus gewalztem Blech (0,2 mm dick) umfaßt

mit ihrer Mittelpartie die breite Scheitelpartie des Steges und mit den beiden freidenden, elastischen Schenkeln die Seitenflächen des Steges. Die Resilienz der Schleimhaut wird durch Einlegen eines Hilfsdrahtes berücksichtigt, wodurch die Hülse 1mm über dem Steg zu liegen kommt.



b. Funktionen: Bei der Steg-Gelenk-Prothese sind das Restgebiss, das Gelenk und die Prothese vertikal übereinandergelagert. Beim Zusammensetzen des Steg-Gelenks wird die Hülse mit der Öffnung voraus auf die breite Scheitelpartie des Steges aufgesetzt (Abb. b). Durch Druck werden die beiden elastischen Schenkel der Hülse nach außen gedrückt und schnappen nach Passierung der breitesten Stegpartie wieder in ihre ursprüngliche Lage zurück. (Abb. c). In dieser Situation ist eine funktionell ausreichende Retention der Hülse am Steg gewährleistet. Zum Zerlegen des Gelenks wird die Hülse in umgekehrter Richtung vom Steg abgezogen. Das Steg-Gelenk erlaubt folgende Gleit- und Rotationsbewegungen: In der Ruhelage besteht ein Vertikalabstand von 1 mm

zwischen der Scheitelpartie des Steges und der Mittelpartie der Hülse (Abb.c)

1. Bei vollständiger vertikaler Translation sinkt die Mittelpartie der Hülse in ihrer ganzen Ausdehnung auf die Scheitelpartie des Steges ab (Abb. d)
2. Bei einseitiger vertikaler Translation sinkt das eine Ende der Hülse aus der Ruhelage auf den Stegscheitel ab, während das andere Ende der Hülse in Ruhelage verharret.
3. Bei achsialer Rotation kann sich die Hülse in beiden Richtungen ca. 10 Grad um die Achse des Steges drehen, die Bewegung wird durch die freistehenden, elastischen Hülsschenkel beidseitig langsam abgebremst (Abb. e).

5. Steg-Geschiebe nach VAN THIEL

Das Steg-Geschiebe nach VAN THIEL greift wieder auf kleiner dimensionierte Reiter zurück und benutzt eine Vorrichtung, welche vor allen Dingen gegen die wirksam werdenden Zugkräfte einen genügenden Halt für die Prothese bietet. Der Steg ist rechteckig, hat eine Breite von 1,5 mm und eine Höhe von 3 mm. Geliefert wird der Steg in einer Gesamtlänge von 25 mm. Bei Verwendung in kleinen Lücken kann der Steg bis auf 8 mm gekürzt werden. In eine Ausparung in der Mitte des Steges wird der kastenförmige Geschiebereiter aufgesteckt. Die Retention besorgt eine W-förmig gebogene Stahlfeder in einer Form, wie sie bereits früher durch VAN THIEL für kieferorthopädische Apparaturen beschrieben und erprobt wurde. Diese Feder umfaßt einen im Steg versenkten Knopf. Die Feder wirkt nur als Halteelement, sie dient nicht der federnden Abstützung im Sinne eines aktiven Geschiebes. Der Geschiebereiter hat eine Außenabmessung von 3 x 5 x 7 mm.

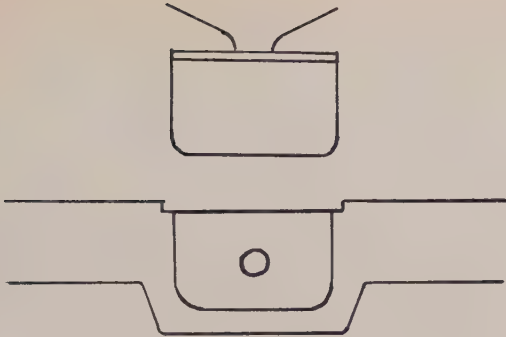


Abb. 1: Steg-Geschiebe nach VAN THIEL (alte Form)

Dieser Steg ist vor kurzer Zeit von KLÖTZER verbessert und die Form aus statischen Gesichtspunkten etwas geändert worden. Die neue Form wurde mit Hilfe einer spannungsoptischen Apparatur entwickelt. Die Bruchgefahr konnte dadurch erheblich vermindert werden.

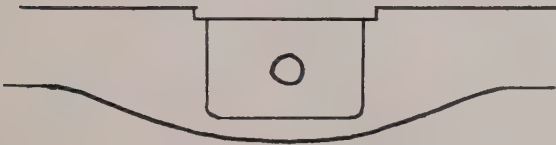


Abb. 2: Steg-Geschiebe nach VAN THIEL (neue Form)

IV. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

1. Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen

Mit Hilfe von Phantomversuchen sollten die verschiedenen Stegformen hinsichtlich ihrer Stabilität geprüft werden. Ich bediente mich hierzu der Methode der räumlichen Spannungsoptik, auch Einfrierverfahren genannt. Diese Methode wurde erstmals 1936 von OPPEL erkannt und für technische Festigkeitsuntersuchungen benutzt. In der Zahnheilkunde wurden spannungsoptische Verfahren schon verschiedentlich angewendet, so von GRANATH, MAHLER und PEYTON, ALTMANN und KLÖTZER. In der Technik wurden spannungsoptische Versuche mit Araldit-Gießharz, das auch von mir verwendet wurde, von MÖNCH beschrieben.

Außer dem Einfrierverfahren gibt es auch das Verfahren der ebenen Spannungsoptik. Diese Methode ist wesentlich einfacher, da das Modell bei Raumtemperatur belastet und unter dieser Last beobachtet werden kann. Ferner kann hierbei das zu untersuchende Modell beliebig oft und unter verschiedenen Belastungen beobachtet werden. Mit Hilfe der ebenen Spannungsoptik können aber nur ebene Modelle gleicher Dicke vergleichend untersucht werden. Bei den von mir untersuchten Stegen handelt es sich aber um räumliche Körper.

a. Versuchsbeschreibung

Herstellen der Stegformen

Das Modell für die Belastungsversuche bestand aus zwei Kronenstümpfen (Duroc, Gr. 2:1), die in einem Silikonblock (Wacker-Chemie, Burghausen) befestigt waren. Auf diesen Stümpfen wurden zuerst die Kronen in Wachs modelliert, anschließend eingebettet und aus Paladon polymerisiert. Ebenso wurden die verschiedenen Stege aus Wachs modelliert und aus Paladon polymerisiert. Auf dem

Silikonmodell mit den beiden Durocstümpfen wurden die Kunststoffkronen und der Steg mit Kaltpolymerisat zusammen gefügt. Stümpfe, Kronen und Stege wurden in doppelter Größe hergestellt, um später genügend große Schnitte für die spannungsoptische Untersuchung zu erhalten. Auf diesem Kronen-Steg-Modell wurden nun zwei dünne Drähte mit Klebewachs befestigt und zwar einer auf der labialen und einer auf der lingualen Fläche des Modells (Abb.3). Nun wurde ein Gußtrichter aus Wachs modelliert und das Ganze in einer Schachtel aufgehängt (Abb.4). 100 Teile Silikongießmasse 56 wurden nun mit 10 Teilen Härter (Wacker-Chemie, Burghausen) angerührt und im Vakuum verdichtet. Die Schachtel mit dem darin aufgehängtem Kunststoffmodell wurde damit gefüllt und nochmals ins Vakuum gebracht, um Lufteinschlüsse zu vermeiden. Nach 12 Stunden war die Silikonmasse ausgehärtet. Sie konnte nun, nachdem die Schachtel entfernt war (Abb.5), mit Hilfe der beiden Drähte in zwei Hälften geteilt werden und das Kronen-Steg-Modell wieder herausgenommen werden (Abb.6). Die Trennfuge der beiden Formhälften wurde mit Silikonstreichmasse wieder abgedichtet. Die Gießform war somit fertig gestellt.

Gießen des Kronen-Steg-Modells aus Araldit B (Ciba AG. Basel)

Die gummielastischen Formen wurden zuerst 4.- 5 Stunden bei 150 Grad getempert. Dann wurden 100 Teile Harz bei 130 - 140 Grad geschmolzen. Als dieses flüssig war wurden 30 Teile Härter HT 901 zugesetzt. Der Härter bewirkt eine Vernetzung der Moleküle, so daß das Endprodukt nicht mehr schmelzbar ist. Bei öfterem Umrühren war der Härter nach 30 Minuten aufgelöst und es erfolgte der Guß. Die Form, die sich die ganze Zeit über ebenfalls im Ofen befand wurde zuerst nur halb mit Gießharz aufgefüllt und anschließend ins Vakuum gebracht, um Lufteinschlüsse herauszusaugen und ein blasenfreies Modell zu erhalten. Die Form wurde wieder in den Ofen gestellt und nach und nach vollends gefüllt. Bei 110 Grad wurde das Epoxy-Gießharz-Modell 12 Stunden ausgehärtet. Alle Stegformen wurden auf einmal gegossen, um Fehler, die bei verschiedenen Güssen auftreten können, zu vermeiden.

Abbildungen zur Herstellung der Gußform

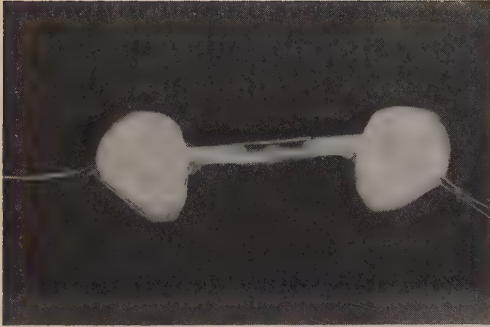


Abb. 3: Kronen-Steg-Modell mit den daran befestigten Drähten

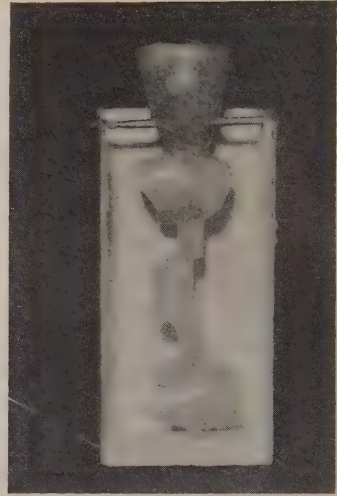


Abb. 4: Kronen-Steg-Modell vor-
bereitet zum Guß der Silikonform



Abb. 5: Silikonform, die mit Hilfe der herausragenden Drähte aufgeschnitten werden kann



Abb. 6: Aufgeschnittene Gußform nach Herausnahme des Kronen-Steg-Modells

Ausarbeiten des Harzmodells

Die Gummiform wurde aufgeschnitten, der Gußrohling daraus entfernt, und mit einer Kautschukfräse und Sandpapier vorsichtig ausgearbeitet, um Randspannungen zu vermeiden. Die fertig ausgearbeiteten Stegmodelle wurden in einem Exsikkator aufbewahrt, um einen Randeffect zu vermeiden. - Randeffect nennt man in der Spannungsoptik die Erscheinung, daß sich an den Modellen durch atmosphärische Einflüsse mit der Zeit, von der Oberfläche ausgehend, Eigenspannungen ausbilden. Diese stören das spannungsoptische Bild an den Rändern von ebenen Modellen und Schnitten und erschweren dort das genaue Auswerten.

Das Belasten der Stegmodelle

Die Spannungsoptik dient zur experimentellen Ermittlung von mechanischen Spannungszuständen an durchsichtigen Modellen, die unter Belastung doppelbrechend werden. Dieser Vorgang wird im polarisiertem Licht beobachtet und erlaubt die Messung der Spannungen. Ich wendete hierzu das Einfrierverfahren an. Das Harzmodell wurde auf dem Silikonmodell mit Duroc-Stümpfen zusammen mit der Belastungsapparatur und den Gewichten auf 150 Grad vorgewärmt. Dies dauerte einige Stunden. Als sicher 150 Grad erreicht waren, wurde das Kronen-Steg-Modell im Ofen belastet, wieder auf 150 Grad erwärmt und dann unter Beibehaltung der Last abgekühlt, in den ersten zweieinhalb Stunden mit Hilfe eines Steuergerätes von 150 auf 80 Grad und dann bei ausgeschaltetem Ofen bis auf Raumtemperatur. Das Modell befindet sich bei 150 Grad im sogenannten hochelastischen Zustand. In diesem Zustand ist das Material, weil gewisse bei Raumtemperatur vorhandene molekulare Bindungen sich gelöst haben, gummiartig weich. Nach dem Aufbringen der Last wird unter deren Beibehaltung abgekühlt. Dabei wird jetzt der Umwandlungsbereich rückwärts durchlaufen und die vorher gelösten Bindungen werden wieder wirksam. Durch sie werden die aufgebrachten Verformungen festgehalten ("eingefroren").

Herstellen der Schnitte

Nach Abkühlung auf Raumtemperatur und dann nach Wegnahme der Belastung wurde das Stegmodell mit einer Laubsäge zerschnitten. Damit ist es, dank der Fähigkeit des vernetzenden Kunstharzes Spannungen einzufrieren, grundsätzlich möglich, beliebige räumliche Spannungszustände auszuwerten. Nach dem Zerschneiden wurde das Modell mit einer Schleifapparatur auf eine konstante Dicke gebracht und anschließend vorsichtig mit Bimsstein poliert und eingeölt. Dieser Arbeitsvorgang muß sehr langsam geschehen, da sich die eingefrorenen Spannungen bei 70 Grad wieder lösen können. Nun kann dieser Schnitt polarisationsoptisch untersucht werden.

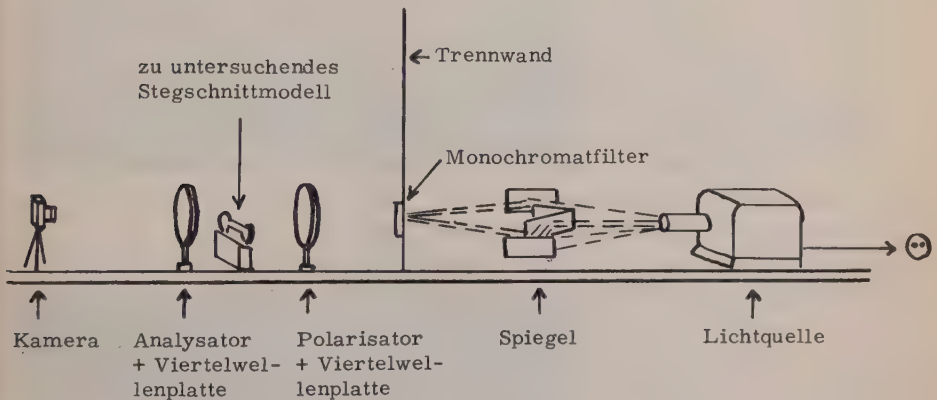
Beobachtung der Schnitte im polarisierten Licht (s. Abb. 7)

Die Strahlen einer Lichtquelle (Projektor) wurden durch Spiegel auf zwei Polarisationsfilter konzentriert. Zwischen den beiden Polarisationsfiltern wurde der Stegschnitt befestigt und im polarisierten Licht beobachtet und ausgewertet. Es erschienen im Schnitt bunte Linien die Isochromaten. - Isochromaten sind Linien gleicher Hauptspannungsdifferenz, die im spannungsoptischen Modell zwischen gekreuzten Polarisatoren beobachtet werden. Sie bilden die wichtigste Auswertungsgrundlage der Spannungsoptik.-

Die Polarisationsfilter stehen über Kreuz und lassen somit kein Licht durch. Die eingefrorenen Materialspannungen im Kunstharz bewirken eine Phasenverschiebung des Lichtes, und zwar ist die Größe der Phasenverschiebung von der Höhe der Materialspannung abhängig. Die phasenverschobenen Lichtwellen können zum Teil den 2. Polarisationsfilter passieren, dadurch erscheinen bunte Linien im Kunstharzmodell. Mit steigenden Materialspannungen ändert sich die Farbe in folgender Reihenfolge: gelb - rot - blau - grün - gelb. Zusammenhängende Linien gleicher Farben sind experimentell gefundene Linien gleicher Hauptspannungsdifferenzen. Man kann für unsere Zwecke mit einer hinreichenden

Genauigkeit sagen, daß sich die Materialspannungen vom ersten zum zweiten gelb verdoppelt, beim dritten verdreifacht und so weiter haben. Man spricht von Isochromaten erster, zweiter, dritter usw. Ordnung. Am Modellrand zeigen die Isochromaten reine Druck- oder Zugspannungen an. Druck- und Zugspannungen können durch die sog. Nagelprobe unterschieden werden. Durch zwei $\lambda/4$ -Filter wurden die bei dieser Untersuchung nur störenden Isoklinen ausgeschaltet. Zur besseren Darstellung der Spannungskonzentrationen wurde ein Monochromatfilter verwendet. Dadurch erscheinen die Isochromaten nicht mehr als farbige, sondern als dünne schwarze Linien.

Abb.7 Versuchsapparatur zur Beobachtung der Stegschnitte im polarisierten Licht



Fotografieren der Isochromaten

Die Isochromaten wurden mit einer Leica aufgenommen, Schwarz-Weiß-Aufnahme mit Grünfilter, Blende 8, Belichtungszeit 3 Minuten. Mit Hilfe der starkvergrößerten Aufnahmen konnten die Isochromaten genau ausgezählt werden. Am Rand konnte die Isochromatenordnung durch Extrapolieren ermittelt werden, da hier das Auflösungsvermögen der Aufnahmen nicht ausreicht.

b. Ergebnisse

Auf den folgenden Seiten werden nun die spannungsoptischen Bilder mit eingezeichneter Isochromatenordnung gezeigt (siehe Abb. 8, 10, 12, 14)

Ausgewertet wurden die im polarisierten Licht beobachteten farbigen Isochromaten und in die Schwarz-Weiß-Aufnahme die Isochromatenordnung eingezeichnet. Bei dem Steg-Geschiebe nach DOLDER, dem Steg-Gelenk nach DOLDER, dem Steg mit rundem Querschnitt und dem Steg-Geschiebe nach RIECHELMANN wurde außerdem durch Extrapolieren die genaue Isochromatenordnung errechnet (siehe Abb. 9, 11, 13, 15). Beim Steg-Geschiebe nach VAN THIEL - alte sowie neue Form - (Abb. 16, 17) konnte diese Berechnung nicht durchgeführt werden, da durch die Aussparung für den Geschiebereiter der O-Punkt nicht so exakt festgestellt werden konnte.



Abb. 8: Steg-Geschiebe nach Dolder
Darstellung der Isochromaten
im polarisierten Licht

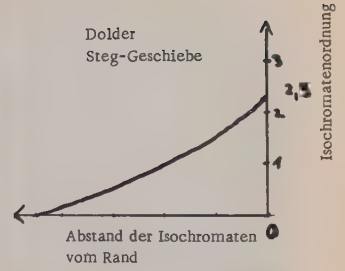


Abb. 9

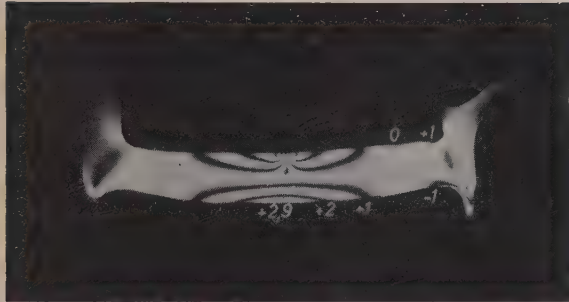


Abb. 10: Steg-Gelenk nach Dolder

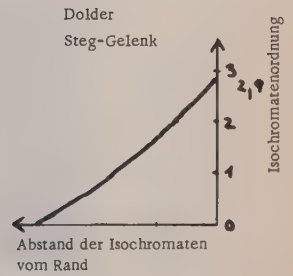


Abb. 11

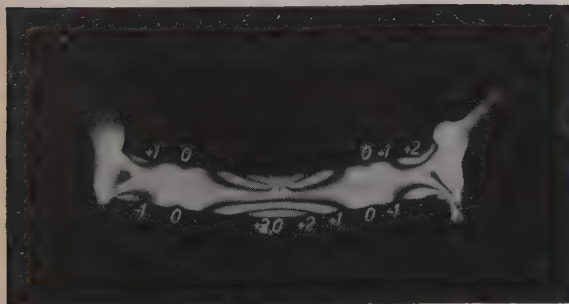


Abb. 12: Steg mit rundem Querschnitt

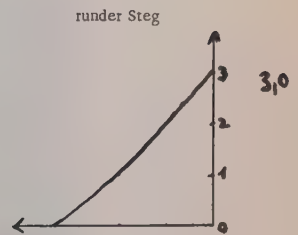


Abb. 13

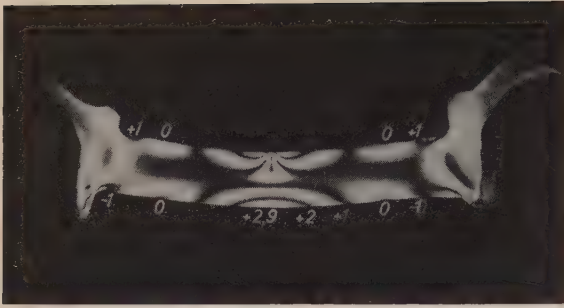


Abb. 14: Steg-Geschiebe nach Riechelmann

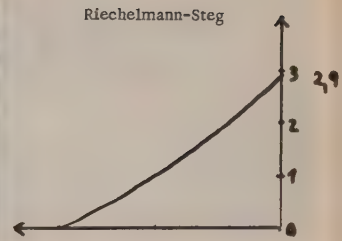


Abb. 15



Abb. 16: Steg-Geschiebe nach van Thiel (alte Form)



Abb. 17: Steg-Geschiebe nach van Thiel (neue Form)

c. Auswertung der Ergebnisse

Die 6 untersuchten Stegschnitte hatten alle die gleiche Dicke (1,8mm) und Länge (34mm). Sie wurden punktförmig in der Mitte mit 100 Gramm belastet. Es wurde also die ungünstigste Belastungsart angenommen. Die Ergebnisse können miteinander verglichen werden, da bei jedem Steg die gleichen Bedingungen herrschten. Es traten folgende Zugspannungen, die entscheidend für die Stabilität sind, auf der Stegunterseite auf:

Isochromatenordnung

Steg-Geschiebe nach VAN THIEL: (neue Form)	1,0
Steg-Geschiebe nach DOLDER: . —	2,3
Steg-Gelenk nach DOLDER:	2,9
Steg-Geschiebe nach RIECHELMANN:	2,9
Steg mit rundem Querschnitt:	3,0
Steg-Geschiebe nach VAN THIEL: (alte Form)	3,0

Die Ergebnisse zeigen, daß die gebräuchlichen Stegformen die gleiche Stabilität aufweisen, sie zeigen die 3. Isochromatenordnung. Der rechteckige Balken mit quadratischem Querschnitt ist stabiler, er weist nur etwas mehr als die 2. Isochromatenordnung auf, d.h. daß in ihm nur etwa die Hälfte der Materialspannungen auftreten. Der spannungsoptisch gefundene neue Steg nach VAN THIEL zeigt jedoch nur die 1. Isochromatenordnung. Er ist also doch erheblich stabiler als die anderen Stegformen. Die Materialspannungen betragen hier nur ungefähr ein Drittel der der üblichen Stege. Der Steg mit rechteckigem Querschnitt und auslaufender Verdickung an der Unterseite der Stegmitte sollte hier richtungsweisend sein. Die gefundenen Ergebnisse bestätigen außerdem die Versuche von KLÖTZER, der festgestellt hat, daß unterspülbare Brückenzwischenglieder die geringste Durchbiegung erfahren, wenn sie eine auslaufende Verdickung an der Unterseite der Mitte des Zwischengliedes aufweisen.

2. Vergleichende Untersuchungen am Phantommodell über den Einfluß der Stegart auf das Absinken einer steggestütz- ten, doppelendigen Freilandprothese

a. Versuchsanordnung (siehe Abb. 18 und 19)

Es wurde ein Unterkiefer-Kunststoffmodell mit zwei Eckzahnstümpfen hergestellt. Das Modell wurde durch eine 2 mm dicke Silikonauflage gepolstert. Dieses Silikonpolster sollte die Schleimhaut imitieren. Auf den Stümpfen wurden Bandkronen, die durch einen Steg verbunden waren mit Stents befestigt. Stents wurde deshalb verwendet, damit die verschiedenen Stegarten ausgewechselt werden konnten. Dazu mußte die Stegkonstruktion von den Stümpfen nach dem Versuch wieder abgenommen werden können, was durch Erwärmen wieder gelang. Die Kronen wurden beibehalten, der Steg wurde immer wieder herausgesägt und der nächste, zu untersuchende, eingelötet. Für dieses Stegmodell wurde eine stilisierte Prothese angefertigt. Indiese Prothese wurden an jedem Freilande drei Rillen mit zentraler Vertiefung eingeschliffen. Indiese wurden später die Haken für die Belastung eingehängt. Auf diese Prothese wurde eine runde Plexiglasplatte geklebt, die in der Mitte eine Bohrung hatte. Dieses fertige Versuchsmodell wurde auf einer Verstrebung an der Versuchsausrüstung starr befestigt. Unter dem Modell befand sich ein Elektromotor, auf dessen Drehachse ein Messingrohr aufgeschoben wurde, welches durch das Zentrum des Versuchsmodells ragte. An dieses Rohr wurde ein Taster gelötet, der die Prothesenoberfläche bei eingeschaltetem Motor kreisförmig abtastete. Der Motor hatte eine Drehzahl von 20 Umdrehungen pro Minute. Bei Belastung und dadurch bedingtem Absinken der Prothese, sank der Taster mit ab und übertrug diesen Wert durch einen Hebelarm, der auf dem Taster auflag, auf einen Meßkopf. Der Meßkopf war an eine Wheatstone'sche Meßbrücke angeschlossen. Die durch Absinken der Prothese und dadurch erfolgten Druck auf den Meßkopf hervorgerufenen Widerstandsschwankungen wurden über

die Meßbrücke auf einen Lichtpunktlinienschreiber, der über ein eigenes Netzanschlußgerät versorgt wurde, übertragen und dort aufgezeichnet und registriert. (siehe Abb.20-24). Auf diese Weise konnte das Absinken der Prothese graphisch aufgezeichnet und mit Hilfe einer Eichkurve ausgewertet werden.

Abb. 18: Versuchsanordnung, um das Absinken einer steggestützten Freiidprothese festzustellen

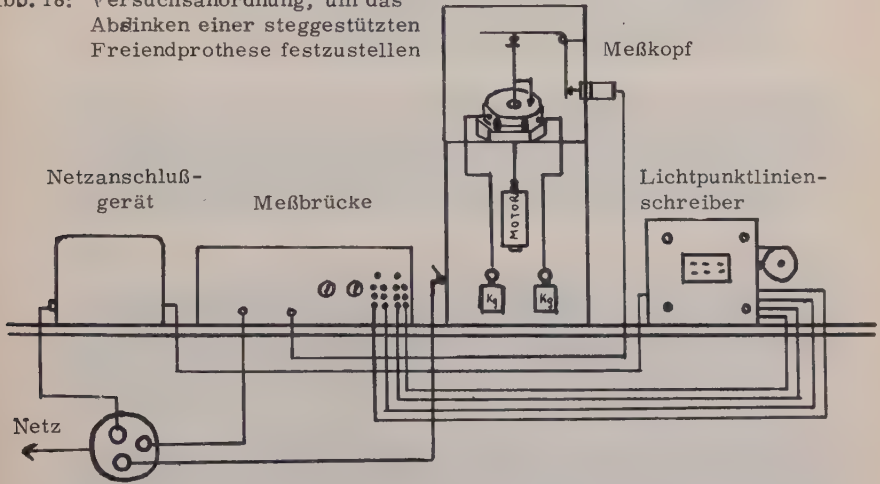


Abb. 19: UK-Modell mit Prothese

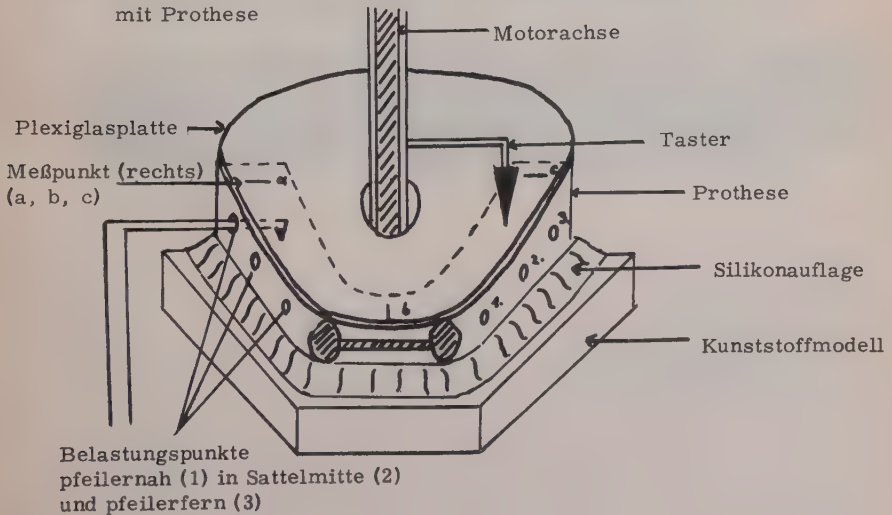
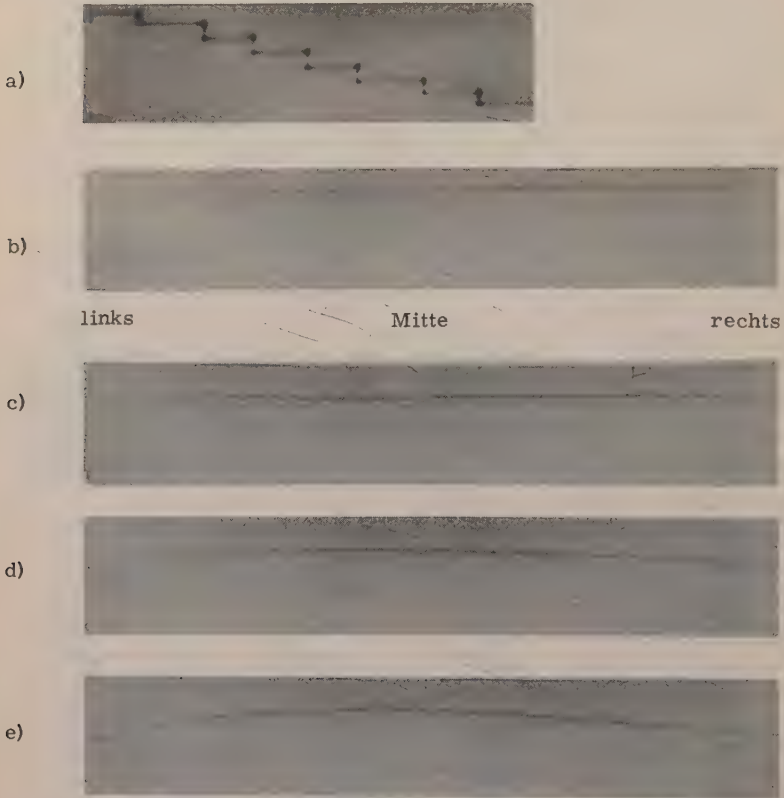


Abb. 20: Linienschriebe des Steges mit rundem Querschnitt



- a) = Eichkurve
- b) = unbelastet
- c) = pfeilernah belastet
- d) = in Sattelmitte belastet
- e) = pfeilerfern belastet

Abb. 21: Linienscribe des Steg-Geschiebes nach Riechelmann

a)



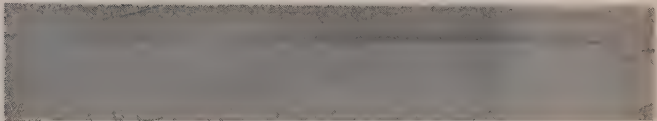
b)



c)



d)



e)

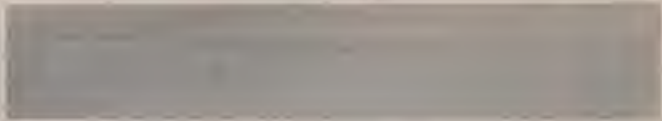


Abb. 22: Linienschriebe des Steg-Geschiebes nach Dolder

a)



b)



c)



d)



e)

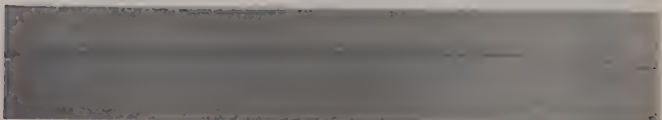
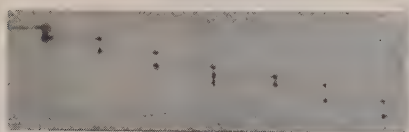
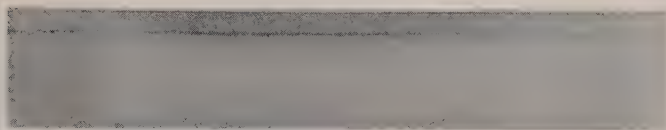


Abb. 23: Linienschriebe des Steg-Gelenks nach Dolder

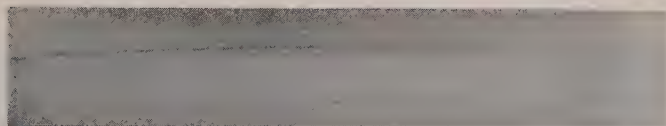
a)



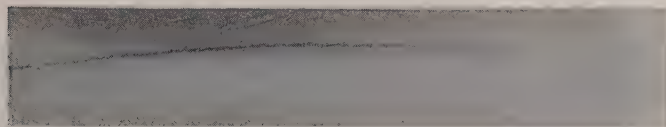
b)



c)



d)



e)

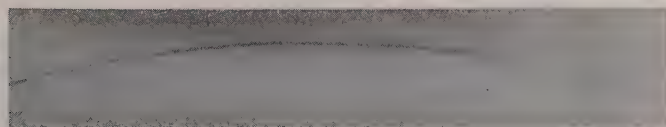
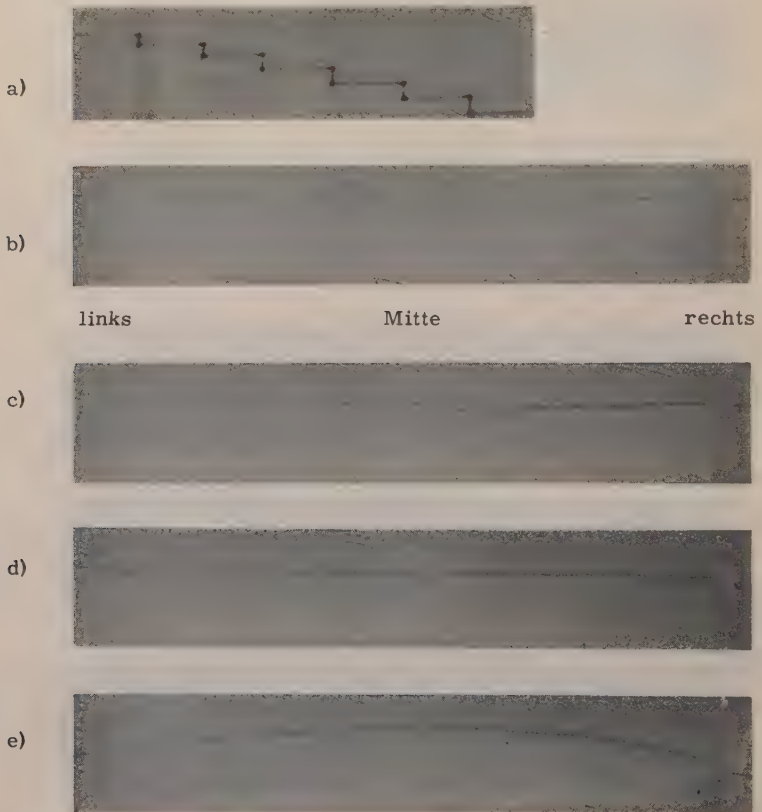


Abb. 24: Linienscribe des Steg-Geschiebes nach van Thiel (neue Form)



b. Ergebnisse

Bei diesen Phantomversuchen wurden beide Freundsattel jeder steggestützten Prothese mit je ein Kilo belastet, und zwar

1. pfeilernah
2. in Sattelmitte
3. pfeilerfern

Die gefundenen Werte zeigen das Absinken der Prothesen in mm. Ausgewertet wurden von den aufgezeichneten Kurven (Abb.20-24) linkes und rechtes distales Sattelende, sowie Prothesenmitte über $\overline{1|1}$.

Steg mit rundem Querschnitt:

	links	Mitte	rechts
1.	0,05	0,04	0,05
2.	0,11	0,08	0,11
3.	0,13	0,05	0,13

Steg-Geschiebe nach RIECHELMANN

1.	0,00	0,02	0,01
2.	0,04	0,03	0,04
3.	0,08	0,02	0,08

Steg-Geschiebe nach DOLDER

1.	0,02	0,01	0,02
2.	0,05	0,03	0,05
3.	0,06	0,03	0,06

Steggelenk nach DOLDER

1.	0,13	0,09	0,13
2.	0,15	0,08	0,17
3.	0,19	0,08	0,22

Steg-Geschiebe nach VAN THIEL (neue Form)

1.	0,02	0,02	0,02
2.	0,08	0,04	0,10
3.	0,13	0,00	0,15

c. Auswertung der Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, daß bei jeder steggestützten Freiidprothese ein Absinken festgestellt werden kann. Obwohl die Werte klein sind, treten doch zwischen den einzelnen Stegarten gewisse Differenzen auf. So schneidet wie zu erwarten war, der rechteckige Balken mit exakt anliegender Hülse (Steg-Geschiebe nach DOLDER) am günstigsten ab, da er am wenigsten Bewegungsfreiheit für die Prothese zuläßt. Das Steg-Gelenk nach DOLDER zeigt demgegenüber einen Wert der ungefähr dreimal so groß ist. Im Allgemeinen konnte festgestellt werden, daß bei den rechteckigen Formen das Absinken geringer ist, als bei den runden Formen, die doch eine wesentlich größere Bewegungsfreiheit erlauben. Das etwas schlechtere Abschneiden des Steg-Geschiebes nach VAN THIEL unter den rechteckigen Formen ist dadurch zu erklären, daß die Retention des Geschiebereiters durch eine Stahlfeder erfolgt, die bei distaler Belastung der Prothese etwas nachgiebig wird. Die hier gefundenen Werte können allerdings nur annähernd die Verhältnisse im Munde wiedergeben, da es sich um Phantomversuche handelte.

Das Absinken ist jedoch so gering, daß angenommen werden kann, daß die dadurch hervorgerufene Kippung der Pfeilerzähne in physiologischen Grenzen bleibt. (Siehe die in der Literaturbesprechung angegebene Ausführung von FISCHER).

3. Versuch am Patienten, um die Durchbiegung eines Steges unter Kaudruck darzustellen

Zur Bestätigung meiner Phantomversuche wurde abschließend ein optischer Versuch im Munde des Patienten ausgeführt, um die Kippung der Pfeilerzähne des Steges festzustellen und dadurch indirekt eine Durchbiegung des Steges.

a. Versuchsanordnung (siehe Abb. 25)

Ich fertigte einer Patientin mit zahnlosem Oberkiefer und einem Restgebiss von $\overline{43|3}$ im UK eine totale OK-Prothese und eine Steg-Gelenkprothese nach DOLDER im UK an. Die Zähne $\overline{43|3}$ wurden mit Bandkronen versehen und $\overline{3|3}$ durch ein Steg-Gelenk nach DOLDER verbunden. Um die beiden Eckzähne wurde die Prothese freigeschliffen, damit sie von dieser nicht berührt wurden und somit bei Belastung ungestört ausweichen konnten. Zur optischen Darstellung der Kippung der Eckzähne bediente ich mich der von KLÖTZER in seiner Dissertation angegebenen Versuchsanordnung.

An den Eckzähnen wurden Palavitkäppchen angeklebt. An diesen war ein Draht befestigt, der senkrecht zur labialen Zahnfläche aus dem Mund der Patientin ragte und an dessen Ende sich ein kleines Spiegelchen 5x5 mm befand. Es konnten hierfür keine normalen Spiegel verwendet werden, da man bei diesen Doppelbilder erhält. Den bei diesem Versuch verwendeten wurde auf ihrer Oberfläche Aluminium aufgedampft. Der Draht war so gebogen, daß er auch von den Lippen nicht berührt wurde. Durch Biegen des Drahtes konnte während des Versuches die Richtung des Spiegels jederzeit geändert werden. Als Lichtquelle diente ein Diapositivprojektor, der anstelle eines Diapositivs eine Maske mit Spalt trug. In den Projektor in horizontaler Richtung eingesetzt wurde der Spalt zunächst auf eine 5,50 m entfernte Fläche scharf eingestellt und ergab dort einen sehr scharf begrenzten etwa 5mm breiten und ca. 50 cm langen Lichtstreifen. Der Kopf der Versuchsperson befand sich 5m von der Projektionsfläche entfernt. Nun wurde der Projektor herumgedreht und zeigte 50 cm vor der Ver-

suchsperson stehend, auf die beiden Spiegel, die das Licht reflektierten und auf die Projektionsfläche warfen. Die Versuchsperson konnte kleine Bewegungen ausführen ohne daß die Spiegel den Lichtstrahl verließen. Es entstanden auf der Projektionsfläche 2 Lichtstreifen, die durch Biegen der Drähte zur Deckung gebracht wurden.

Zwischen die Zahnreihen wurden nun Aufbisse aus Paladur gebracht und zwar im Molaren- und Frontzahnbereich. Durch die Aufbisse konnten die Prothesen verschieden belastet werden. Während sich die beiden Lichtstreifen in Ruhestellung deckten, bewegten sie sich bei Belastung - die Versuchsperson biss kräftig zusammen - auseinander. Es wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt. Einmal lag die Hülse direkt auf dem Steg auf, während das andere Mal der Resilienzzwischenraum von 1mm zwischen Steg und Hülse eingehalten wurde.

Das Auseinanderweichen der beiden, sich in 0-Lage deckenden, Lichtstreifen ist das Maß für die Kippung beider Zähne. Die beiden Eckzähne erfuhren eine Kippung nach mesial, der Spiegel des rechten Eckzahnes kippte dadurch nach außen und lenkte den Lichtstreifen nach oben ab, der Spiegel des linken Eckzahnes kippte nach innen und lenkte dadurch den Lichtstreifen nach unten. Die Versuchsperson wurde von der rechten Seite angestrahlt.

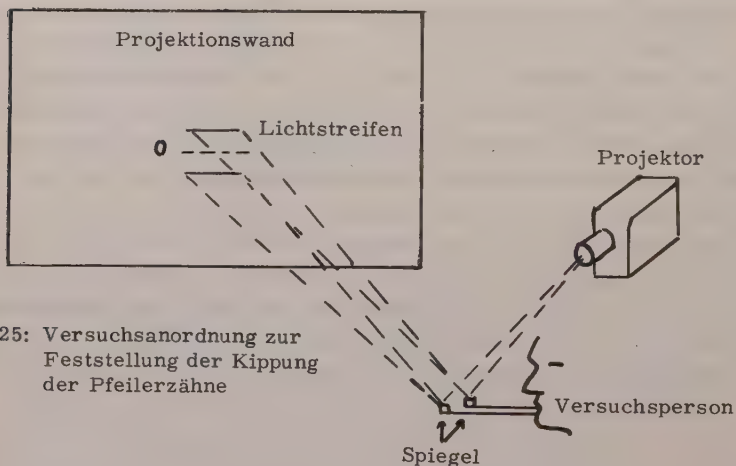


Abb. 25: Versuchsanordnung zur Feststellung der Kippung der Pfeilerzähne

b. Ergebnisse

Versuchsreihe 1

Die Hülse lag direkt auf ganzer Länge auf dem Steg auf.

1. Gleichmäßige Belastung in der Front- und beiden Seitenzahnreihen



1cm Abweichung

2. Belastung der beiden Freienden



1cm Abweichung

3. Belastung des rechten Freiendes



2cm Abweichung

4. Belastung des linken Freiendes



3cm Abweichung

5. Belastung der Front



9cm Abweichung

6. Belastung der Front und des rechten Freiendes



3 cm Abweichung

7. Belastung der Front und des linken Freiendes



4 cm Abweichung

Versuchsreihe 2

Zwischen Hülse und Steg wurde ein Resilienzraum von 1 mm belassen.

1. Gleichmäßige Belastung

1 cm Abweichung

2. Belastung der beiden Freienden

0 cm Abweichung

3. Belastung des rechten Freiendes

1 cm Abweichung

4. Belastung des linken Freiendes

1 cm Abweichung

5. Belastung der Front

4 cm Abweichung

F

6. Belastung der Front und des rechten Freiendes

2 cm Abweichung

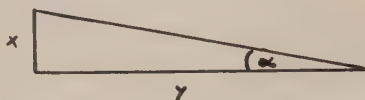
7. Belastung der Front und des linken Freiendes

2 cm Abweichung

Die größte Abweichung erfolgte im Moment des Zubeißens, sank sehr schnell auf die Hälfte ab und stellte sich langsam auf einen bleibenden Wert ein, der etwa einem Drittel der größten Abweichung entsprach. Bei Aufforderung an den Patienten, wieder locker zu lassen kehrte, die O- Lage langsam zurück.

c. Auswertung der Ergebnisse

Umrechnung der Lichtstreifenabweichung auf die Zahnkippung in Winkelgraden.



x = Lichtstreifenabweichung

y = Entfernung Spiegel - Projektionswand

α = Grad der Zahnkippung

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{x}{y}$$

0 cm Abweichung: $\alpha = 0^{\circ} 0'$

1 cm " : $\alpha = 0^{\circ} 6'53''$

2 cm " : $\alpha = 0^{\circ} 13'45''$

3 cm " : $\alpha = 0^{\circ} 20'37''$

4 cm " : $\alpha = 0^{\circ} 27'30''$

9 cm " : $\alpha = 1^{\circ} 1'53''$

Die Kippung eines Zahnes beträgt die Hälfte des errechneten Wertes, da die Abweichung der Lichtstreifen die Kippung beider Zähne erfaßt.

Mit dem Spiegelversuch wurde also dargestellt, daß unter dem Kaudruck des Patienten die Pfeilerzähne eines Steges eine geringe Kippung erfahren. Dies bedeutet aber auch, daß der Steg sich bei den im Munde auftretenden Belastungen durchbiegt. Es muß also bei der Konstruktion einer Stegprothese in Betracht gezogen werden, daß der Steg stabil genug gebaut sein muß, um diese Belastung auszuhalten. Die Zähne werden durch diese geringe Kippung nicht geschädigt, da diese in der physiologischen Zahnbeweglichkeitsgrenze liegt. Jedoch ist zu beachten, daß bei diesem Versuch die günstigsten Verhältnisse für die Belastung vorlagen, da der Gegenkiefer mit einer totalen Prothese versorgt war. Bei voll-oder teilweise bezahntem Gegenkiefer wären die Belastungen größer, und damit auch die Durchbiegung des Steges, sowie die Kippung

der Pfeilerzähne. Bei Einhaltung des Resilienzzwischenraumes ist die Kippung geringer, als bei direktem Aufliegen der Hülse auf dem Steg.

Die maximale Kaukraft tritt nur im Moment des Zubeißens ein und sinkt schnell ab. Es kann nur etwa ein Drittel der maximalen Kaukraft aufrechterhalten werden. Bei Lockerlassen kehrt die C-Lage nicht sofort zurück. Dies ist einerseits dadurch zu erklären, daß die Rückbewegung des deformierten Materials nur langsam erfolgt, andererseits, daß die Rückstellung der Zähne in den Parodontien durch das Zusammenwirken der elastischen Bindegewebsfasern und der venösen Versorgung ebenfalls erst allmählich wieder erfolgt. Dies entspricht den Ergebnissen der neuzeitlichen Zahnbeweglichkeitsmessungen u.a. nach KÖRBER(Freiburg) und HOFMANN (Tübingen).

Die Unterschiedlichen Werte bei der Belastung an verschiedenen Punkten lassen erkennen, daß bei Frontbelastung die Durchbiegung wesentlich größer ist, als bei Endbelastung.

K R I T I S C H E B E T R A C H T U N G D E R V E R S U C H E

Die Methode der räumlichen Spannungsoptik wird bei der Untersuchung komplizierter Formen von Konstruktionsteilen hinsichtlich ihrer Beanspruchbarkeit in der Technik angewendet. Die verschiedenen Stegformen konnten mit Hilfe dieser Methode exakt verglichen werden, da hierbei alle Stegformen gleichen Bedingungen ausgesetzt waren. Die Stege wurden alle mit dem gleichen Gewicht belastet. Sie hatten alle doppelte natürliche Größe, damit die Schnitte eine genügende Dicke erhielten. Es wurden Schnitte gleicher Dicke und Länge aller Stege hergestellt. Dies ist für einen Vergleich unbedingt erforderlich. Alle Stege wurden gleichzeitig aus Epoxy-Gieß-Harz gegossen, um, etwaige Fehler, die durch verschiedenzeitiges Gießen auftreten könnten, zu vermeiden. Die Ergebnisse zeigten, daß die Stabilität der verschiedenen Stege doch sehr unterschiedlich ist. So traten beim rechteckigen Balken mit quadratischem Querschnitt nur die Hälfte der Materialspannungen, beim spannungsoptisch verbesserten Steg-Geschiebe nach VAN THIEL gar nur ein Drittel der Materialspannungen der gebräuchlichen Stege auf.

Den Phantomversuchen über das Absinken der steggestützten, doppelseitigen Freidendprothesen kann nur eine vergleichende Bedeutung beigemessen werden. Die Verhältnisse im Mund lassen sich nicht vollgültig auf ein Phantommodell, übertragen. Die Zahnstümpfe waren bei meinem Phantommodell unbeweglich und die Schleimhaut wurde durch Silikonmasse imitiert. Dies kann natürlich den Verhältnissen im Munde nur sehr annähernd entsprechen. Die einzelnen Stegarten konnten aber verglichen werden, da für jede zu untersuchende Stegform sowohl das Versuchsmodell, als auch die Prothese unverändert blieben. Selbst die Kronen wurden bei jedem Versuch beibehalten und nur der neue Steg wieder eingelötet. Die Kronen hatten keinerlei Kontakt mit der Kunststoffprothese, um eine Klemmwirkung ihrerseits auf die Prothese zu verhindern. Der Vergleich der Stegarten auf den Einfluß des Absinkens der Prothese wurde also so exakt wie möglich durchgeführt. Es kann aber aus den oben geschilderten Tatsachen keine Aussage auf die Größe des

Absinkens einer Prothese im Munde des Patienten gemacht werden, wohl aber, bei welcher Art der steggestützten Freidendprothese das Absinken größer oder kleiner ist. Hierbei konnte festgestellt werden, daß Stege mit rechteckigem Querschnitt ein wesentlich geringeres Absinken zeigen, als solche mit rundem Querschnitt. So ist z.B. das Absinken der Prothese beim Steg-Gelenk nach DOLDER etwa dreimal so groß, als beim Steg-Geschiebe nach DOLDER.

Der optische Versuch am Patienten sollte nur darstellen, daß es bei Einwirkung der Kaukraft zur Durchbiegung der Stege kommt und der Steg deshalb eine stabile Form haben muß, damit es nicht zum Bruch, irreversiblen Verbiegungen der Stege oder Überbelastung der Pfeilerzähne kommen kann. Der Versuch kann keine bindenden Aussagen über die Größe der Durchbiegungen machen, da diese von verschiedenen Faktoren abhängig sind und in einem Versuch nicht geklärt werden können. Es spielten hierbei vor allem der Zustand der Pfeilerzähne (Lockerungsgrad, Verhältnis Kronen-Wurzellänge), ebenso die Länge des Steges und insbesondere auch die Be-zahnung des Gegenkiefers eine Rolle. Korrekte vergleichende Untersuchungen der einzelnen Stege sind im Munde nicht durchführbar. Es ist unmöglich bei einem Patienten die verschiedenen Stegarten einzusetzen, da die Kronen aufzementiert werden müssen. Es wurde daher auf vergleichende Versuche im Munde des Patienten verzichtet und diese am Phantom durchgeführt. Beim optischen Versuch am Patienten wurden Aufbisse zwischen die Prothesen gebracht, um die verschiedenen Belastungen, wie sie auch beim Kauen und Abbeißen auftreten, untersuchen zu können. Dabei zeigte sich, daß auch bei günstigster Belastungsart - totale Prothese im Gegenkiefer - der Steg in jedem Falle eine Durchbiegung erfährt. Die hierbei auftretende Kippung der Pfeilerzähne blieb aber in physiologischen Grenzen. Ihre größte Kippung trat bei Frontbelastung auf. Es konnte außerdem festgestellt werden, daß der größte Wert nur im Moment des Zubeißens eintrat und relativ schnell wieder bis auf ein Drittel desselben absank. Bei Aufgabe des Kontaktes kehrte die O-Lage nur langsam zurück. Dies entspricht den Ergebnissen der neuzeitlichen Zahnbeweglichkeitsmessungen

und ist dadurch zu erklären, daß die Rückstellung der Zähne in den Parodontien durch das Zusammenwirken der elastischen Bindegewebsfasern und der venösen Versorgung erst allmählich wieder erfolgt. Ferner erfolgt auch die Rückbewegung des deformierten Materials nur langsam.

VI. Z U S A M M E N F A S S U N G

Nach Besprechung der einschlägigen Literatur über Stegarbeiten werden die gebräuchlichen Stegarten beschrieben. Die einzelnen Stegarten werden spannungsoptisch mit Hilfe des Einfrierverfahrens auf Zugspannungen, die bei Belastung in ihnen auftreten, untersucht und miteinander verglichen. Dabei zeigt sich, daß sich die Stabilität der gebräuchlichen Stege nur gering unterscheidet. Eine Ausnahme bildet hier nur die neue spannungsoptisch gefundene Stegform nach VAN THIEL, die einen günstigeren Wert aufweist. Durch einen Phantomversuch wird der Einfluß der Stegform auf das Absinken einer steggestützten, doppelendigen Freundprothese vergleichend untersucht. Bei allen steggestützten Prothesen kann ein geringes Absinken festgestellt werden. Die Stege mit rechteckigem Querschnitt schneiden hierbei besser ab, als diejenigen mit rundem Querschnitt. Es kann angenommen werden, daß die Zähne nicht in Mitleidenschaft gezogen werden, da ihre hierdurch auftretende Kippung in der physiologischen Zahnbeweglichkeitsgrenze bleibt. Es handelte sich allerdings um Phantomversuche, welche die Verhältnisse im Mund nur annähernd wiedergeben können. Die Kippung der Pfeilerzähne wird mit Hilfe eines optischen Versuches am Patienten dargestellt. Dabei zeigt sich, daß der Steg unter Kaudruck eine geringe Durchbiegung erfährt, die Kippung der Pfeilerzähne aber in der physiologischen Grenze liegt. Es muß jedoch beachtet werden, daß bei diesem Versuch der Gegenkiefer mit einer totalen Prothese versorgt war. Der Steg muß also eine genügende Stabilität aufweisen, um Brüche, Verbiegungen oder Schädigung der Parodontien auszuschalten.

VII. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. Ackermann, H. Ein neuer Prothesenhalter für Stegprothesen
Quintessenz, (1958), 1, Ref. 1014
2. Altmann, J.L. The biophysical basis for new rounded
cavity forms
Internat. D. J., 13, Dec. 1963, 582-585
3. Ankersen, H. Steg-Gelenk-Prothese nach DOLDER - ihre
Indikation und Herstellung
ZR, 67 (1958), 3, 51-55
4. Böttger, H. Die prothetische Behandlung des stark re-
duzierten parodontal geschwächten Gebisses
DZZ, 16 (1961), 16, 1099
5. Braunschweig, W. Klarstellung der mechanischen Beanspruchung
gerader Prothesen mit Stützgerüst
Deutsche Dentistische Wochenschrift 1943
Nr.1, S.7
6. Conrad, K. Belastungsversuche an Phantommodellen von
bilateralen, unteren Freidendprothesen
Med. Diss. München 1963
7. Dickoré zit. nach Wustrow, P.
8. Dolder, E. Die Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer
Schw. M. Schr. f. Zhlk. 63 (1953), 339
9. Dolder, E. Die Steg-Geschiebe-Prothese
ZR, 63 (1954), 22, 641-648
10. Dolder, E. Die Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer
DZZ, 14 (1959), 1, 20-27
11. Dolder, E. Die Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer
DZZ, 14 (1959), 2, 80-89

12. Dolder, E. Die Steg-Gelenk-Prothese
Schärer, P. DZZ, 16 (1961), 4, 358
13. Elbrecht, A. Systematik der abnehmbaren partiellen Prothese
Verlag J.A. Barth, Leipzig 1942, 82-84 u. 90
14. Elbrecht, A. Systematik der abnehmbaren partiellen Prothese
Verlag J. A. Barth, München 1950, 101-104
15. Fisch, M. Die Dynamik der Steg-Gelenk-Prothese im
Unterkiefer
Schw. M. Schr. f. Zhlk. 68 (1958), 1137
16. Fisch, M. Die Steg-Gelenk-Prothese im Unterkiefer
Schw. M. Schr. f. Zhlk. 69 (1959), 10, 845
17. Fischer, K. Die Problematik der Verbindung zwischen Rest-
gebiss und Freiendsattel
DZZ, 16, (1961), 7, 513
18. Föppl, L. Praktische Spannungsoptik
Mönch, E. Springer - Verlag Berlin/Göttingen/Heidelberg
19. Gasser, F. Über Teleskopkronen im allgemeinen und sol-
che in Verbindung mit der Schienungs-klammer
nach SPRENG.
Zahnmed. i. Bild 1 (1960), 6, 121
20. Geier, W. Die Problematik der partiellen Prothese
Verlag Zahnärztliche Welt GmbH
Konstanz 1949, 84-91
21. Geiger, G. Die Technik der Steg - Prothesen
Quintessenz, (1961), 1, Ref. 1557
22. Gerber, A. Die untere Freundprothese
DZZ 4 (1949), 3-4, 236
23. Gilmore, St.F. A method of retention
Journal Allied Dental Societies 8, 118(1913)
zit. nach DOLDER

24. Goslee, H.J. A new attachment
Dent It. Int. 34, 734 (1912)
zit. nach DOLDER
25. Granath, L.E. A technique of photoelasticity employed
in comparative dental investigations
Odontologish Revy, 14 (1963), 2, 136-144
26. Häupl, K. Zahnärztliche Prothetik, Band II
J.A. Barth Verlag, Leipzig 1959
27. Horton, E. Experimental Investigation of Internal Strain
in Polymerised Metyl-Methacrylate as Revealed
by Polarised Light
Brit. Dent. J., 86 (1949), 133-142 u. 176-180
28. Klötzer, W. Über die elastische Deformation der Brück-
kenzwischenglieder
Med. Diss. München 1959
29. Klötzer, W. Spannungsoptische Festigkeitsuntersuchungen
einiger Prothesentypen
DZZ, 19 (1964), 4, 375-384
30. Klötzer, W. Zur Prothesenwiederherstellung
Wege zur Minderung der Bruchanfälligkeit
der Kunststoffprothesen
DZZ, 18 (1963), 17, 961-967
31. Klötzer, W. Biegunsmessungen an Implantatgerüsten
DZZ, 15 (1960), 20, 1424-1429
32. Körber, E. Der Einfluß einiger Konstruktionselemente
auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Pro-
thesen
DZZ 18 (1963), 17, 992-995
33. Mahler, D.B.
Peyton, F.A. Photoelasticity as a research technique for
analyzing stresses in dental structures
J. Dental Research 34 (1955), 6, 831-838

34. Mönch, E. Einige neue Ergebnisse und Erfahrungen bei
spannungsoptischen Versuchen mit Araldit-
Giessharz B
Konstruktion 13 (1961), 8, 289-298
Springer Verlag Berlin/Göttingen/Heidelberg
35. Müller, E. Kautschuk - Brücken
Atlas und Lehrbuch der modernen zahnärztlichen
Metalltechnik
Verlag von Carl Ziegnerhirt Leipzig
36. Naucke, R. Zur Bewährung der Stegverbindung und der Steg-
Gelenk-Prothese nach DOLDER
Dt. Z. M. u. Khk. 27 (1957), 260
37. Parr, zit. n. VACHUDA, LENK
Maudrich Verlag, Wien 1952
38. Rehm, H. Über die Auswertung einzelstehender Zähne oder
Zahngruppen bei der prothetischen Behandlung
des Lückengebisses
Quintessenz, (1959), 9, Ref. 494
39. Rehm, H. Biophysikalischer Beitrag zur Problematik
Körper, E. starr abgestützter Freundprothesen
Körper, K.H. DZZ 17(1962), 13, 963
40. Reichenbach, E. Das gewebliche Verhalten unter einer Steg-
prothese
DZZ, 15 (1960), 12, 915
41. Reumuth, E. Die Grenzen des totalen und partiellen Ersatzes
ZW, 6 (1951), 17, 403
42. Reumuth, E. Langjährige Erfahrungen mit dem Steg-Gelenk
nach DOLDER
Zahnmed. i. Bild 1 (1960), 2, 26
43. Riechelmann, O. Der Riechelmannreiter
u. Sohn W. Quintessenz, (1960), 6, Ref. 1432

44. Riechelmann, W. Beitrag zur systematischen Prothetik
DZZ, 14 (1959), 24, 1757-1764
45. Rumpel, K. Klinik der zahnärztlichen Prothese
Vjschr. f. Zhlk. 43 (1927), 1, 1
46. Scheu, R. Die Klammerkreuz- und Bügel-Technik
Berlinische Schriftenreihe für Zahnheil-
kunde und Zahntechnik S. 7-9
47. Schröder, H. Über die Aufgaben der zahnärztlichen Prothe-
tik und die Versuche zu ihrer Lösung
Verlag von Hermann Meusser, Berlin 1929
48. Schröder, H. Zur Frage der Erhöhung des Nutzeffektes der
Plattenprothese
Berlinische Verlagsanstalt GmbH
Berlin 1925, 42-64
49. Setz, D. Erfahrungen mit auf Stegen abgestützten
Fuhr, K. Prothesen
ZWR 64 (1963), 5, 136
50. Singer, F. Die Candulor - Barren - Brücke
Quintessenz (1955), 11, Ref. 675
51. Steiger, H. Untersuchungen an Prothesenähnlichen Kunst-
stoff-, Stahl-, Chrom-, Kobalt- und Edel-
metalllegierungsprüfkörpern auf Biegefähig-
keit mittels des Dehnungsmeßstreifens
Med. Diss. München 1957
52. Steininger, P. Herausnehmbare Brücken
Quintessenz, (1958), 8, Ref. 1106
53. van Thiel, H. Zur Problematik der steggestützten Prothese
Klötzer, W. DZZ, 17 (1962), 21, 1483-1489
54. Vachuda, J. Theorie und Praxis der partiellen Prothese
Verlag Wilhelm Maudrich Wien 1952, S.42-45

55. Voss, R. Kritische Stellungnahme zum Problem der durch Kappenschienen abgestützten herausnehmbaren Teilprothese
DZZ, 12 (1957), 2, 110-114
56. Wupper, H. Die parodontale Abstützung bei geringem Restzahnbestand mittels Kronen-Steg-Gerüsten und Teleskopkronen
ZWR 62 (1961), 1, 17-23
57. Wustrow, P. Die Plattenprothetik Misch "Fortschritte der Zahnheilkunde"
Band 1, (1925), 853

Für die Überlassung des Themas, sowie für die freundlichen Anregungen und Hinweise meiner Arbeit, möchte ich Herrn Prof. Dr. H. van Thiel meinen ergebensten Dank aussprechen.

Ebenso danke ich Herrn Dr. W. Klötzer für seine Unterstützung beim Aufbau und der Durchführung meiner Versuche.

LEBENS LAUF

Am 29. Mai 1938 wurde ich, Horst Friedrich Hermann Stimmelmayer, Sohn des Zahnarztes Dr. Hermann Stimmelmayer und dessen Ehefrau Irma, geb. Rothbauer, in Cham / Opf geboren. Von 1944 bis 1948 besuchte ich die Volksschule in Cham, die ich als Schüler der vierten Klasse verließ, um in die Oberrealschule mit Gymnasium Cham einzutreten. Am 18. Juli 1957 legte ich dort die Reifeprüfung ab und immatrikulierte mich im Wintersemester 1957/58 an der Universität München für das Studium der Zahnheilkunde. Am 10. August 1960 bestand ich die zahnärztliche Vorprüfung und am 14. August 1963 das zahnärztliche Staatsexamen. Seit dem 1. September 1963 bin ich an der prothetischen Abteilung der Universitätszahnklinik München mit der Verwaltung der Dienstgeschäfte eines wissenschaftlichen Assistenten beauftragt.

